

THÈSE
POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE
(Diplôme d'Etat)

PAR

Gérard, Jean-Paul GLANDDIER
né le 8 Octobre 1937 à Couleuvre (Allier)
Interne des Hôpitaux de Clermont-Ferrand

Présentée et soutenue publiquement le 20 Juin 1966

Contribution à l'étude
hémodynamique expérimentale
des greffes artérielles

Président : M. JACQUEMET, *Professeur*

Membres du Jury : M. TIEBLOT, *Professeur*

MM. MERCIER et JALLUT, *Professeurs agrégés*



Digitized by the Internet Archive
in 2026

THÈSE
POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE
(Diplôme d'Etat)

PAR

Gérard, Jean-Paul GLANDDIER
né le 8 Octobre 1937 à Couleuvre (Allier)
Interne des Hôpitaux de Clermont-Ferrand

Présentée et soutenue publiquement le 20 Juin 1966

Contribution à l'étude
hémodynamique expérimentale
des greffes artérielles

Président : M. JACQUEMET, *Professeur*

Membres du Jury : M. TIEBLOT, *Professeur*

MM. MERCIER et JALLUT, *Professeurs agrégés*

IMPRIMERIE PAUL COUTY
CLERMONT - FERRAND
1966

Doyen : G. MEYNIEL

Directeur Honoraire : M. MERLE

Assesseur : M. COULET

Professeurs Honoraires : MME BLANQUET,
MM. BUREAU, FOURNIER, GAUTHIER,
et POMMÉ

I. Professeurs titulaires :

MM. BARRIER. — Clinique Chirurgicale A.
BASTIDE. — Chimie Biologique et Pharmacodynamie.
BAUDON. — Clinique Obstétricale.
BERGERON. — Pathologie Médicale.
COULET. — Botanique et Microbiologie.
CUVELIER. — Hydrologie et Climatologie.
DASTUGUE. — Biochimie médicale.
DAUPHIN. — Chimie Pharmaceutique et Toxicologie.
FEBVRE. — Pharmacie Galénique.
GRAS. — Thérapeutique.
JACQUEMET. — Technique chirurgicale.
LATAIX. — Pathologie Chirurgicale.
MEYNIEL. — Biophysique médicale.
MOLINA. — Clinique Pneumo-phtisiologique.
PETIT. — Médecine Légale et Médecine Sociale.
POROT. — Clinique Neurologique et Psychiatrique.
POURRAT. — Matière Médicale.
ROUHER. — Clinique Opthalmologique.
TERRASSE. — Clinique Médicale B.
THIEBLOT. — Physiologie.
TRONCHE. — Pharmacie Chimique.
TURCHINI. — Histologie et Embryologie.
VAURS. — Bactériologie et Hygiène.
WILLEMIN-CLOG. — Clinique Médicale Infantile.

II. Professeurs à titre personnel :

MM. THOMAS. — Oto-rhino-laryngologie.
VIALLET. — Electro-Radiologie.

III. Professeurs sans chaire :

MM. BERGER. — Chimie Analytique.
DUCHÊNE-MARULLAZ. — Physiologie.
GERMAIN. — Clinique Chirurgicale B.

IV. Maîtres de Conférences agrégés :

MM. ALFIERI. — Physique Médicale.
BOSSY. — Anatomie.
Mlle CHATONIER. — Chimie Minérale et Minéralogie.
MM. CLUZEL. — Bactériologie.
DELAGE. — Anatomie pathologique.
Mmes GAILLARD. — Physique Pharmaceutique.
MOINADE. — Médecine Générale et Thérapeutique.
MM. PIGNIDE. — Médecine Générale.
Mme POURRAT. — Botanique.
VENRIES DE LAGUILLAUMIE. — Anatomie Pathologique.

V. Agrégés :

MM. CHAMPEIX. — Médecine Légale et Médecine du Travail.
FOURIER. — Orthopédie.
HOUDARD. — Chirurgie générale.
JALLUT. — Médecine Générale.
JANNY. — Neuro-Chirurgie.
MENUT. — Pédiatrie et Puériculture.
MERCIER. — Chirurgie Générale.
Mlle RAMPON. — Médecine Générale.
MM. RENARD. — Pneumo-phtisiologie.
TOURNILHAC. — Neurologie et Psychiatrie.

Attaché Principal : M. BERTHON.

Bibliothécaire universitaire : M. ARCHIMBAUD.

La Faculté décide que les opinions émises dans les travaux et mémoires présentés à l'occasion d'une soutenance de thèse de Doctorat en Médecine ou en Pharmacie, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner ni approbation, ni improbation (Délibération en date du 6-6-1956).

A TOUS CEUX QUI ME SONT CHERS

A NOTRE PRÉSIDENT DE THÈSE

Monsieur le Professeur JACQUEMET

Professeur de Technique Chirurgicale
Chirurgien des Hôpitaux
Chevalier des Palmes Académiques
Officier de la Santé Publique

Il nous a inspiré le sujet de ce travail, et nous a constamment aidé dans sa réalisation.

Nous lui devons notre initiation chirurgicale.

Nous avons toujours admiré et envié son autorité et sa grande maîtrise professionnelle, apprécié ses profondes qualités humaines.

Il restera pour nous le Patron.

Qu'il trouve ici un faible témoignage de notre respectueux attachement.

A NOTRE JURY DE THÈSE

Monsieur le Professeur THIEBLOT

Professeur de Physiologie
Biologiste des Hôpitaux
Officier des Palmes Académiques

*Il nous a accueilli dans son laboratoire,
et nous a donné le goût de la recherche
expérimentale.*

*Nous avons admiré la diversité de sa
culture et son esprit éclectique.*

*Qu'il soit assuré de notre défectente gra-
titude.*

Monsieur le Professeur Agrégé MERCIER

Agrégé de Chirurgie Générale
Chirurgien Assistant des Hôpitaux

*Nous avons apprécié ses grandes qualités
didactiques.*

*Sa connaissance du sujet et son esprit
critique le désignaient particulièrement pour
juger ce travail. Il a bien voulu l'accepter
et nous l'en remercions.*

Monsieur le Professeur Agrégé JALLUT

Agrégé de Médecine Générale
Médecin Assistant des Hôpitaux

*Nous avons eu la chance de bénéficier
de son enseignement.*

*Sa grande expérience clinique, sa pondé-
ration, son réalisme nous ont amené à lui
demander de juger ce travail.*

Nous l'assurons de notre gratitude.

A CEUX QUI FURENT NOS MAÎTRES
PENDANT NOTRE INTERNAT

Monsieur le Professeur BARRIER

Monsieur le Professeur GERMAIN

Monsieur le Professeur BAUDON

Monsieur le Docteur NEVEU

*Qu'ils trouvent ici le témoignage de notre
gratitude.*

A NOS MAÎTRES DE L'EXTERNAT

Monsieur le Professeur POMME

Monsieur le Professeur MATHIEU

Monsieur le Professeur WILLEMIN-CLOC

En respectueux hommage.

AUX MÉDECINS, CHIRURGIENS ET
SPÉCIALISTES DES HÔPITAUX

*Qui nous ont guidé de leurs conseils au
cours de notre vie hospitalière.*

A Monsieur le Docteur G. BOURDEIX

*Nous avons beaucoup appris à son contact.
Que son dévouement, son respect du
malade et sa simplicité soient pour nous
un exemple.*

A Monsieur le Professeur DUCHENE-MARULLAZ

Il nous a initié à la technique expérimentale rigoureuse. Nous avons admiré son enthousiasme pour la recherche.

Nous le remercions de l'amicale bienveillance qu'il nous a toujours témoignée.

Au Professeur Agrégé J. BERTHELAY

L'amitié qui nous unit nous a permis de solliciter son aide pour la rédaction de ce travail. Qu'il soit assuré de notre gratitude et de notre attachement.

A Monsieur Louis VADOT
Ingénieur

*Il a bien voulu nous aider, par ses connaissances en technique hydraulique et en physiologie, à interpréter nos résultats.
Nous l'en remercions.*

*Aux Anciens Internes et aux Internes des Hôpitaux
de Clermont-Ferrand*

Qui sont nos amis.

A nos Camarades d'Internat et d'Externat

A tous nos Amis

A la mémoire de Madame J.-J. DELISLE

A la mémoire de notre ami Bernard COURSIER

*Nous remercions tout le personnel du
Centre de Transfusion Sanguine de Cler-
mont-Ferrand, et du Laboratoire de Phy-
siologie de la Faculté de Médecine.*

*Et plus particulièrement Monsieur A. FAVODON, aide de labo-
ratoire spécialisé, dont l'amicale collaboration technique nous
fut précieuse.*

INTRODUCTION

La chirurgie vasculaire périphérique de la maladie athéromateuse a été pendant longtemps une chirurgie palliative, dont les interventions étaient limitées à l'exérèse de l'innervation vaso-constrictrice. Mais les insuffisances de ces méthodes de sympathectomie, notamment le caractère fugace et inconstant des résultats obtenus, orientèrent la chirurgie vasculaire dans le sens de l'orthopédie : l'intervention sur le vaisseau lui-même permet de rétablir le courant sanguin dans l'axe vasculaire principal.

Deux types de méthodes se sont alors affrontées depuis une vingtaine d'années :

- le remplacement ou la suppléance de l'artère lésée par une greffe,
- la désobstruction de l'artère, permettant de lui rendre ses qualités de conduit.

De nombreuses discussions ont opposé les tenants de l'une ou l'autre méthode.

Sans entrer dans ces controverses, il est certain que les lésions obstructives étendues et siégeant sur des vaisseaux de faible calibre ne relèvent pas des seules techniques de désobstruction, mais exigent l'emploi de greffes artérielles, le plus souvent implantées en by-pass. Cette dernière méthode elle-même n'est pas sans inconvénients, dont le principal est le risque d'une thrombose récidivante. Ces phénomènes thrombotiques secondaires relèvent de l'évolution de la maladie athéromateuse elle-même, mais aussi fort vraisemblablement de phénomènes hydrauliques conditionnés par le mode d'implantation du by-pass.

Si le problème de la maladie athéromateuse a suscité de multiples travaux, celui de la mécanique hydraulique n'a jamais été envisagé avec la rigueur seyant au technicien. En effet, de nombreuses techniques d'implantation des by-pass ont été proposées, mais aucune ne repose sur des arguments expérimentaux solides : on a refusé de voir sous l'angle du

« plombier » cet aspect de la question qui, dans une certaine mesure, est un problème de tuyauterie.

Notre but, dans ce travail, a été de déterminer par une étude expérimentale systématique, le mode d'implantation des greffes artérielles en by-pass, assurant des conditions hydrauliques satisfaisantes.

Nous avons établi pour ce travail le plan suivant :

I. — HISTORIQUE

II. — RAPPEL DES LOIS PHYSIQUES DE L'HYDRAULIQUE

- 1) Ecoulement laminaire.
- 2) Ecoulement turbulent.
- 3) Loi de Poiseuille.
- 4) Applications.
- 5) Travaux expérimentaux de SZILAGYI.

III. — TRAVAUX PERSONNELS

1) *Description de notre matériel d'expérimentation :*

Une pression systolique et diastolique avec une différentielle correcte sont obtenues par l'utilisation d'une pompe. Des tuyaux en matière plastique transparents et élastiques permettent d'effectuer des sutures et des anastomoses.

2) *Technique expérimentale :*

Un tel matériel expérimental permet l'étude :

- des débits,
- des pressions,

mais surtout l'injection avec la même pression d'un index coloré, permettant ainsi l'étude de la qualité du courant :

- courants laminaires,
- phénomènes tourbillonnaires,
- zones de stagnation,

à l'aide d'un enregistrement cinématographique. Il est ainsi possible d'étudier les variations apportées à la qualité du courant par la modification des anastomoses.

3) *Résultats :*

a) Ils sont quantitatifs, concernant :

- le débit,
- la pression.

b) Ils sont qualitatifs et donnés en fonction :

- du type de l'anastomose,
- du rapport du calibre du greffon au calibre de l'artère.

4) *Discussion des résultats :*

IV. — CONCLUSIONS

De ces études nous aboutissons à des conclusions relatives à la mécanique hydraulique, précises et applicables à la méthode des greffes en by-pass.

I. - HISTORIQUE

Notre propos n'est pas de rappeler toute l'histoire de la chirurgie vasculaire, mais plutôt de marquer les étapes décisives qui ont permis d'en arriver aux conceptions modernes.

Sans remonter à HALLOWEL et LAMBERT qui réalisèrent, en 1756, la première tentative de suture artérielle, abordons l'époque moderne avec les essais techniques purs mis à l'honneur en 1896 par JABOULAY et BRIAN. Ces auteurs mirent au point une technique de suture permettant d'envisager avec quelques chances de succès la réparation des dégâts artériels traumatiques. Cette technique fut reprise plus tard par BLALOCK, qui l'adapta au traitement de la maladie bleue. Et c'est maintenant associée au nom de BLALOCK que se perpétue la mémoire de cet expérimentateur lyonnais que fut JABOULAY.

Sans oublier les noms de POSTEMPSKI, DURANTE, JASSINOWSKY, DORFLER, MURPHY et PAYR, arrivons au nom d'un autre expérimentateur français : Alexis CARREL. En effet, CARREL avait très tôt saisi l'importance de la minutie technique en ce domaine. Et il avait mis son grand talent à la recherche de la perfection technique sans laquelle aucun progrès ne saurait être fait. Il montra la nécessité d'opérer avec douceur, d'employer des aiguilles fines, des soies vaselinées et des clamps atraumatiques, et de réaliser une stricte asepsie. Nous devons ici sacrifier à la petite histoire et rappeler que CARREL, dit-on, avait transposé à la suture des artères humaines la technique des dentelières. Ainsi, bien avant l'ère des drogues anticoagulantes, les problèmes posés par la suture des vaisseaux sanguins avaient été en partie résolus.

Les préoccupations de ces expérimentateurs étaient purement techniques, et définissaient les conditions et les qualités d'une suture artérielle. Ce n'était qu'un des éléments de cette chirurgie.

La chirurgie vasculaire de remplacement a été inaugurée, il y a près d'un demi-siècle déjà, par GUTHRIE, qui réalisa un cas d'homogreffe à partir d'un fragment artériel traité et

conservé par le formol. Cette première greffe fut suivie pendant onze ans.

Actuellement, la conservation au formol des homogreffes garde encore certains suffrages, mais des techniques plus perfectionnées sont apparues :

— greffons conservés dans un milieu nutritif, refroidis et maintenus à la température de 0° (première méthode de GROSS) ;

— greffons soumis aux basses températures, selon la technique de HOUDOT à laquelle FAUREL accordait sa confiance ;

— greffons lyophilisés, dont la stabilité et la conservation sont pratiquement indéfinies et qui, par simple réhydratation, retrouvent leurs qualités premières.

Mais ces homogreffes artérielles sont trop rares pour réaliser une chirurgie systématique. En outre, délicates à prélever et à conserver dans des conditions d'asepsie satisfaisantes, elles sont difficiles à travailler ; leur emploi a donc été très vite limité.

Les hétérogreffes fraîches ou conservées semblaient pallier ces inconvénients. Mais leur emploi ne donna pas satisfaction, et les chirurgiens recherchèrent par la force des choses un matériel de remplacement nouveau. L'Ecole Française, avec KÜNLIN et, à sa suite, de nombreux pays européens, se tournèrent vers les autogreffes veineuses, la saphène interne inversée devenant, pour beaucoup, le matériel de pontage idéal de l'artère fémorale superficielle. Mais c'est une veine de qualité inconstante et souvent d'un calibre insuffisant.

L'Ecole Américaine, guidée par DEBAKEY, s'oriente vers un matériel de remplacement prothétique. Un grand nombre de matières synthétiques ont été essayées. Seules quelques-unes ont été reconnues comme satisfaisantes, parce qu'elles ne causent pas de réaction tissulaire, ne se dégradent pas dans l'organisme, et offrent une bonne résistance à l'usure due au frottement des fibres les unes contre les autres. Les greffes synthétiques de DEBAKEY, en dacron plissé, actuellement les plus universellement employées, remplissent toutes ces conditions.

L'utilisation de ces divers matériaux, vivants, conservés ou synthétiques, a permis de définir certaines conditions nécessaires au succès des interventions de pontage :

— flux sanguin suffisant au-dessus de l'implantation du by-pass, assurant un bon débit d'amont ;

— paroi artérielle suturable ;

— segment d'aval perméable et d'un calibre suffisant.

Ces conditions nécessaires se révélèrent à l'usage non suffisantes, et cela quel que soit le matériel de remplacement utilisé, la méthode mise en œuvre et la minutie apportée à la réalisation des sutures.

Quelles sont ces conditions complémentaires ?

Ce sont celles qui empêcheraient la thrombose du greffon. Il semble que le point critique du pontage soit l'anastomose inférieure entre le greffon et l'artère. C'est à ce niveau, en effet, que se développent très tôt les phénomènes thrombotiques. Ils relèvent vraisemblablement de causes biologiques, mais également de facteurs dynamiques.

Si les facteurs biologiques ont suscité de nombreux travaux, il est curieux de constater le désintéressement des chirurgiens vis-à-vis des lois de l'hémodynamique.

Il semble donc justifiable de retourner aux principes élémentaires de la dynamique des fluides pour comprendre le mécanisme hydraulique intime des greffes artérielles. Le premier travail s'attachant à ce problème date de 1960 : D. E. SZILAGYI fut en effet le premier à mettre en évidence l'importance des lois de la dynamique des fluides dans l'application des techniques angioplastiques.

(Au cours de ce bref rappel historique, nous avons volontairement omis de nombreux expérimentateurs pour ne donner que les principales étapes dans l'évolution des techniques de greffes vasculaires.)

II. - RAPPEL DES LOIS FONDAMENTALES DE L'HYDRAULIQUE

L'écoulement d'un fluide en phase liquide, à l'intérieur d'un conduit, se fait de deux manières, entre lesquelles existe une phase de transition très instable.

I. — QUAND LE RÉGIME EST LAMINAIRE, OU ÉCOULEMENT DE POISEUILLE, un fluide parfait se meut en une série de couches d'épaisseur infime qui glissent les unes contre les autres. Ce mouvement peut être comparé à celui d'une tige télescopique bien huilée. La force qui s'oppose au glissement d'une couche sur l'autre est la viscosité. Le freinage de chaque couche liquide par cette force de viscosité des couches adjacentes s'ajoute, si bien que les couches les plus centrales sont les plus rapides, et les plus périphériques les plus lentes.

Quand le fluide est imparfait, la couche la plus externe, elle, est immobile, et sa vitesse à la paroi est nulle. Elle accompagne la paroi dans ses mouvements longitudinaux, s'il en existe. L'épaisseur de cette couche limitante est très mince, comparée à celle de la veine liquide.

Cette notion de couche limitante est particulière aux fluides imparfaits, comme le sang total, qui nous intéresse. Des observations directes dans les petits vaisseaux ont montré l'existence d'une couche limitante uniquement plasmatique, entourant un noyau de sang total. La même sorte de séparation existe, *a priori*, dans les gros vaisseaux (cette notion est étayée par ce que nous savons de la circulation des solutions colloïdales dans les conduites industrielles). Du fait de la moindre viscosité du plasma, l'existence d'une telle couche expliquerait la laminarité de l'écoulement du sang dans des conditions telles qu'un fluide homogène tendrait à l'écoulement turbulent.

L'une des caractéristiques de l'écoulement de POISEUILLE est donc l'absence de perturbations latérales. Ainsi, les

contours des lignes de force d'un écoulement laminaire ont une forme parabolique que l'on peut mettre en évidence par l'introduction dans le courant d'une trace colorée, et qui reste très distincte. Dans un tel régime, les forces de frottement sont minimales, à la fois entre la couche la plus externe, limitante, et sa voisine, et entre les différentes couches elles-mêmes. C'est donc la manière, pour un fluide, de se mouvoir en consacrant à son avancement toute l'énergie qui n'est pas absorbée par les forces de viscosité.

II. — QUAND LE RÉGIME EST TURBULENT, OU ÉCOULEMENT DE VENTURI, bien qu'il y ait un mouvement de front général, les particules se meuvent en toutes directions. La communication du mouvement se fait alors par convection. Il n'y a pas de couches de glissement unies les unes contre les autres, et la turbulence agit elle-même comme une obstruction, si bien qu'une énergie deux à trois fois plus grande est requise pour mouvoir le fluide en avant. Une trace colorée, introduite dans un tel écoulement, diffuse rapidement à toute la veine liquide.

L'apparition de la turbulence dans un écoulement dépend d'un certain nombre de facteurs.

Prenons un tuyau d'un diamètre assez faible, de calibre et de section uniformes, et dont la surface intérieure est lisse. La turbulence apparaît quand le rapport scalaire, appelé *Nombre de Reynolds*, des forces d'inertie aux forces

I

de viscosité — atteint une certaine valeur, située autour de

V

2.000. Les forces d'inertie sont proportionnelles à la densité du fluide, à sa vitesse d'écoulement et, inversement, proportionnelles à l'aire du conduit.

La résistance d'un fluide à l'écoulement étant proportionnelle à la vitesse si celle-ci est faible, au carré ou au cube de la vitesse, si elle est élevée, la valeur critique du nombre de Reynolds pour laquelle apparaît le régime turbulent peut donc être ramenée, la densité et la viscosité du sang étant constante, à la notion de *vitesse critique* pour un conduit de calibre donné. Mais il apparaît que des phénomènes tourbillonnaires, traduisant l'instabilité du régime laminaire, et précurseurs de l'installation d'un régime turbulent, peuvent se manifester pour un nombre de Reynolds moins élevé. Ceci quand le conduit n'est plus hydrauliquement lisse, c'est-à-dire quand les aspérités de sa surface intérieure ne sont plus noyées par la couche limitante.

III. — INTRODUCTION DE LA NOTION DE DÉBIT-LOI DE POISEUILLE. L'énoncé de la loi de Poiseuille montre l'effet sur le débit d'une réduction, même minime, du calibre d'un conduit. Mais cette loi n'est applicable que pour un régime laminaire, avec un liquide homogène, à pression constante, dans un conduit hydrauliquement lisse et rigide, de calibre uniforme.

Aussi cette équation n'est-elle applicable au système vasculaire que qualitativement et il n'est pas possible d'en déduire de notion quantitative précise.

LOI DE POISEUILLE

(relative au mouvement laminaire dans un tube)

Le débit d'un tube est proportionnel à la chute de pression par unité de longueur et à la quatrième puissance du rayon du tube :

La perte de charge par unité de longueur est proportionnelle à la vitesse d'écoulement et, inversement, proportionnelle au carré du rayon du tube.

Elle fait directement intervenir le nombre de Reynolds en rattachant la dissipation de l'énergie à la vitesse du fluide et à l'aire du tube. Un rétrécissement est donc générateur d'une chute de la pression et du débit.

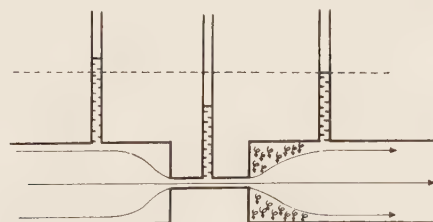


fig. 1

En outre, la pression chutant au niveau d'un rétrécissement, en vertu de la Loi de BERNOULLI, relative à la conservation de l'énergie, il se produit une augmentation de la vitesse moyenne à ce niveau (fig. 1). Si celle-ci dépasse la vitesse critique, le régime de l'écoulement devient turbulent.

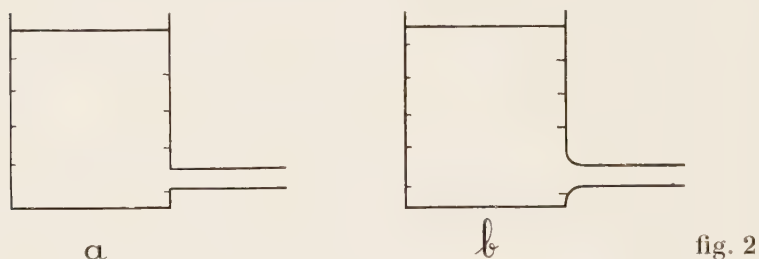
La perte d'énergie est alors multipliée par deux ou trois.

IL RESSORT DE CES NOTIONS QUE :

En ce qui concerne les conduits rectilignes, l'existence d'un régime laminaire économe d'énergie et assurant par là un bon débit ou l'installation d'un régime turbulent, dispendieux d'énergie et amoindrissant le débit, est fonction en

grande partie de la vitesse d'écoulement et du calibre du tube et aussi de la régularité de la surface intérieure de celui-ci.

Mais nous devons aussi faire intervenir, pour l'apparition de turbulences, la forme géométrique des ajutages, comme le démontre l'expérience suivante (fig. 2) :



En - a - il s'agit d'un ajutage simple.

En - b - il s'agit d'un ajutage évasé.

En - b - le débit est plus grand qu'en - a -. Par l'emploi de traces colorées, on voit que l'on supprime au moyen de l'ajutage évasé une grande partie des turbulences qui se produisent en aval de l'ajutage cylindrique. Il en est de même pour les phénomènes de cavitation qui se manifestent aux vitesses plus élevées.

On a calculé expérimentalement que, pour un diamètre du tube donné, a-a, le débit est maximum quand b-b et l ont des dimensions telles que la forme de la veine liquide soit reconstituée, le sommet du cône faisant généralement un angle de 30 à 40 degrés (fig. 3).

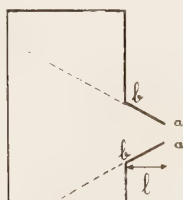


fig. 3

De même, on doit mettre en relief l'augmentation de débit qu'il est possible d'obtenir en utilisant un ajutage de Venturi, où, pour

$$\hat{a} = 5^{\circ},$$

$l = 9$ fois plus long que le diamètre b-b, on obtient un

débit 1,5 fois plus grand que celui obtenu avec l'ajutage conique seul (fig. 4).

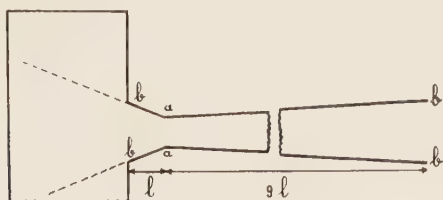


fig. 4

Le problème du retentissement des coudes et des embranchements est aussi essentiel à considérer.

Au niveau de la paroi extérieure se produit une augmentation de la pression et, corrélativement à l'intérieur, une diminution de la pression avec modification en sens opposé de la vitesse. Si bien que se produit un double mouvement spiral où se perd beaucoup d'énergie du fait des forces de frottement accrues. Ce mouvement spiral est accentué en régime de pression variable (fig. 5).

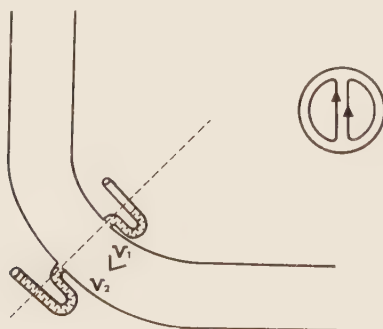


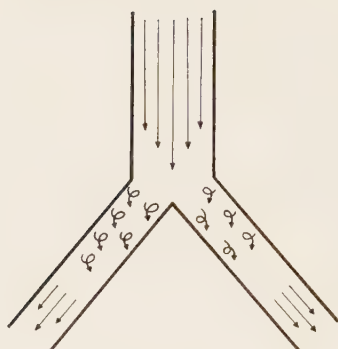
fig. 5

La chute d'énergie est proportionnelle à l'angle de l'inflexion et au rapport des rayons de l'inflexion et du tube.

Au niveau des embranchements se produisent des phénomènes tourbillonnaires localisés, et ce, par atteinte de la vitesse critique ou bien par le frottement des veines liquides entre elles, une paroi liquidienne animée d'une vitesse propre se comportant vis-à-vis d'une autre veine fluide comme une paroi solide (fig. 6).

(Voir figure 6 page suivante)

Enfin, l'expérimentation montre que la transformation de l'énergie potentielle (pression) en énergie cinétique (vitesse) et inversement, ne s'accompagne pas dans les deux cas de perte d'énergie identique. Si l'on considère le cheminement



d'après
ATTINGER

fig. 6

d'un courant laminaire à travers un tube brusquement rétréci ou brusquement dilaté et en restant dans le premier cas au-dessous de la valeur critique du nombre de Reynolds, la perte d'énergie est acceptable si elle est due au rétrécissement. Elle est beaucoup plus importante si elle est due à la dilatation. Et ceci s'explique par la formation de tourbillons le long de la veine liquide à la sortie du rétrécissement.

Deux faits sont à retenir :

- Les ajutages diminuant beaucoup la section d'un tube ou d'un embranchement ;
 - Les coudes très aigus sont à proscrire.
- Les ajutages évasés sont préférables.

IV. — ENSEIGNEMENTS A TIRER DE CES QUELQUES NOTIONS D'HYDRAULIQUE

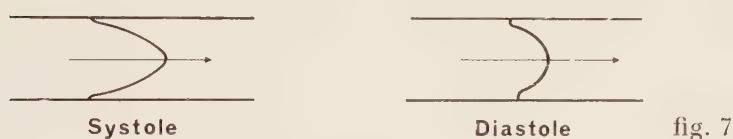
A) Sur un plan général :

- le régime turbulent n'est pas rentable, au point de vue hydraulique pur, puisqu'il entraîne une consommation d'énergie importante par exagération des forces de frottement ;
- il faut éviter d'installer des conduits de dérivation d'un calibre insuffisant :
 - d'une part, parce que la vitesse y est accrue et, devenant critique, un régime turbulent s'installe ;
 - d'autre part, en vertu de la loi de POISEUILLE, qui établit que la perte de charge est inversement proportionnelle au carré du rayon du tube et proportionnelle à la vitesse ;
- le rayon des coudes et l'angle des embranchements doivent rester petits.

B) Sur le plan de l'hémodynamique :

— Dans les vaisseaux sanguins à paroi saine, donc lisse, le régime d'écoulement est laminaire, mais la vitesse est très proche de la vitesse critique, aussi la moindre irrégularité pariétale entraîne-t-elle l'apparition de phénomènes tourbillonnaires. Il en est de même dans les embranchements et les coudes.

De plus, au niveau des segments artériels les plus gros, il se produit pendant la chute de pression diastolique un mouvement de recul des couches sanguines les plus externes et des tourbillons apparaissent, si bien que l'on peut schématiser ainsi le profil des vitesses des veines liquides (fig. 7).



— Ces phénomènes tourbillonnaires sont nocifs parce qu'ils consomment de l'énergie, comme nous venons de le voir. Ils sont, de plus, des facteurs de thrombose.

En effet, comme le suggèrent les travaux expérimentaux de TEXON, il se crée près des parois, dans ces zones turbulentes, une agglutination des plaquettes et des éléments figurés, de façon telle que les cellules endothéliales rendues ainsi anoxiques évoluent vers une transformation fibroscléreuse.

De plus, ils provoquent une casse globulaire importante, comme le montre l'observation de SAYED et DAVIE : un jet sanguin, produisant une turbulence au voisinage d'un patch cardiaque en téflon, avait suffi à entraîner une anémie hémolytique grave.

V. — LES TRAVAUX EXPÉRIMENTAUX : ils sont peu nombreux ; les plus récents et les plus intéressants se rapportant aux greffes sont ceux de SZILAGYI.

Cet auteur a réalisé des essais débitométriques systématiques des différents montages réalisables à l'aide de greffons.

Ces greffons, de différent calibre, ont été implantés, pour les uns en termino-terminal, pour les autres en latéro-terminal ou en termino-latéral, selon des angles différents et par des anastomoses plus ou moins larges, au niveau de l'iliaque primitive. L'évaluation des débits a été faite par rapport au côté opposé.

SZILAGYI a ensuite appliqué les résultats obtenus au niveau des anastomoses d'implantation aux anastomoses d'injection. Il en a déduit le calibre idéal du greffon, l'angle optimum de son implantation, et la grandeur à donner aux bouches d'anastomose.

Voici les résultats de SZILAGYI et les conclusions qu'il en tire (tableau 1) :

TYPE DE L'ANASTOMOSE	DEBIT OBTENU EVALUE PAR RAPPORT AU COTE OPPOSE
Termino-Terminale	97 %
Latero-Terminale	55 % si implantation à 90° 97 % si implantation à 50° ou moins
Termino-Latérale	id.

Application du By-Pass

Termino-Latérale Classique	63 % si côté opposé intact 79 % si côté opposé a subi un remplacement en termino-terminale
Termino-Latérale Evasée	121 % si côté opposé remplacé

De ces résultats, SZILAGYI tire les conclusions suivantes :

1° Une anastomose termino-terminale bien faite entraîne peu de perturbations. N'étant pas rétrécissante, seules apparaissent des perturbations dues aux rugosités produites par la suture. Aussi, l'artifice proposé par COCKETT doit-il être réservé à la suture des artères de faible calibre, où une suture idéale est difficile à réaliser.

2° Pour les anastomoses latéro-terminales, deux facteurs interviennent : la dimension de l'orifice et l'angle d'implantation. Agrandir l'orifice revient dans une certaine mesure à diminuer l'angle. Mais la confection d'un orifice évasé (en excisant sur la paroi artérielle une languette de tissu ou en utilisant l'artifice proposé par PHÉLAN) permet de rendre la bouche encore plus béante et d'améliorer le débit.

3° L'utilisation pour les by-pass de segments artériels prothétiques, d'un calibre égal à une fois et demie ou deux fois le calibre de l'artère à shunter, permet d'obtenir un débit plus grand. Mais, en fonction de la diminution de la vitesse que ce montage implique, on doit craindre l'apparition d'une thrombose.

L'examen attentif de ces résultats expérimentaux permet certaines critiques.

Les pourcentages des gains obtenus par les montages favorables semblent très importants. En fait, ils n'expriment l'augmentation de débit que par rapport au côté opposé où le débit est diminué de façon corrélative et non pas par rapport au débit total.

On peut émettre quelques réserves quant à la transposition qu'a faite SZILAGYI des résultats obtenus au niveau des anastomoses supérieures, latéro-terminales, entre l'artère et le greffon, aux anastomoses inférieures termino-latérales entre le greffon et l'artère.

Le reproche le plus important que l'on puisse formuler est que cette étude n'a été que quantitative. Ce type d'expérimentation *in vivo* ne permet pas l'étude qualitative des phénomènes hydrauliques.

III. - TRAVAUX PERSONNELS

L'expérimentation menée par SZILAGYI ne tenant absolument pas compte de ces phénomènes hydrauliques, nous nous sommes proposé de déterminer expérimentalement qu'elle est la meilleure modalité d'implantation d'une greffe artérielle. Le montage que nous retiendrons sera celui qui, certes, assurera un débit et une pression valables dans le segment d'aval, mais aussi qui ne créera pas les conditions hémodynamiques favorisant l'apparition secondaire d'une thrombose.

Seule une méthode expérimentale sur modèles pouvait permettre une telle étude. En effet, les renseignements pouvant être acquis *in vivo*, par l'emploi d'embols radio-opaques suivis par radiocinématographie, sont insuffisants. Les images ne sont pas assez sélectives pour que l'on puisse en tirer un enseignement valable, au moins en ce qui concerne les zones tourbillonnaires, qui sont, par ces méthodes, très difficiles, voire même impossibles à localiser et à étudier. D'autre part, ces résultats ne sauraient être que comparatifs ; et il est impossible de réaliser six montages consécutifs sur le même animal sans que de l'un à l'autre se modifient profondément les conditions de fréquence cardiaque et de pression artérielle ; en admettant que l'on puisse trouver six zones d'implantation anastomotiques identiques.

1. - TECHNIQUE D'ÉTUDE

Nous avons essayé, au moyen de modèles, de reproduire une grande variété de montages les plus divers. Pour ce faire, nous avons tenté de reconstituer, aussi fidèlement que possible, les conditions physiologiques de la circulation sanguine dans son temps artériel.

Cette exigence implique :

- une pompe tenant lieu de cœur,
- des tuyaux figurant les artères et les prothèses artérielles,

- une résistance à l'écoulement, figurant le réseau capillaire et maintenant le circuit en pression,
- un fluide représentant le sang.

La pompe que nous avons utilisée est une pompe digitale (finger pump) ; celle du cœur poumon artificiel de LILEHL. Sa fréquence en est réglable à l'aide d'un variateur de vitesse conique, donc très progressif.

Le régime que nous avons adopté est resté constant pendant toute l'expérimentation : 56 « systoles »/minute.

A cette fréquence, nous obtenons un régime circulatoire dont le tracé des pressions est sinusoïdal. Le débit de ce cœur s'est toujours maintenu à 350 ml/min (fig. 8).

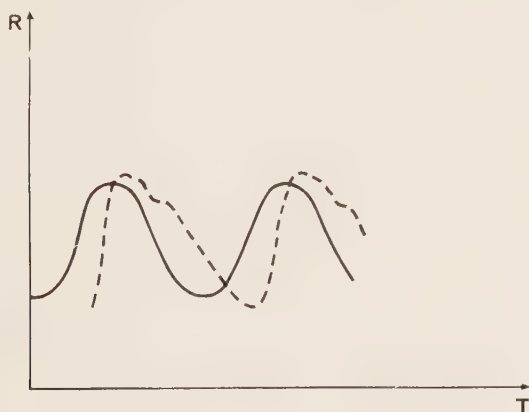


fig. 8

Les tuyaux devant figurer les artères devaient répondre à certains critères de similitude :

- élasticité,
- minceur des parois,
- solidité,
- aptitude à être suturés,
- étanchéité,
- transparence.

La transparence était nécessaire pour le travail en partie cinématographique que nous nous proposons d'effectuer. Aussi nous avons choisi d'utiliser des tubes plastiques en chlorure de vinyle à paroi mince (4 à $5/10$ mm). Ces tuyaux sont disponibles dans le commerce sous le nom de « souplesseau » en 5, 8, 10, 12, 16 et 20 mm de diamètre. Ils sont habituellement destinés à servir de gaine isolante aux fils électriques des voitures automobiles. Quand ils sont ramollis par la chaleur ils se prêtent à être suturés de ma-

nière identique aux artères à l'aide de matériaux classiques (avec quelques difficultés toutefois, car ils ont une nette tendance à couper les fils de suture et à couper sous l'aiguille qui les transfixie).

Une brève immersion dans un solvant, le cyclohexanone technique, et un séchage à l'air pendant 48 heures leur donnent une élasticité parfaitement comparable à celle du système artériel : après ce traitement, un segment de tuyau de 1 mètre de long en 20 mm de diamètre, directement ajuté à la pompe, permet d'obtenir une pression « systolique » de 140 mm de Hg alors que la « diastolique » est de 90 mm de Hg.

Pendant la révolution cardiaque, on observe une très nette expansion systolique du calibre artériel. Cette élasticité persiste pendant trois ou quatre jours, puis va en s'amenuisant : avec le temps, les tuyaux deviennent moins élastiques qu'avant le traitement. Un second passage très bref dans le cyclohexanone leur rend cette élasticité perdue.

En outre, ce passage dans le cyclohexanone assure une étanchéité parfaite aux sutures en réalisant une quasi soudure des parois ainsi affrontées. Si, une fois mise en pression, une suture fuit, il est très aisé de colmater cette fuite par l'application d'une dissolution très épaisse de chlorure de vinyle dans du cyclohexanone. Après quelques minutes de séchage, une étanchéité parfaite est obtenue sans altération de la suture. Les sutures ont été réalisées à l'aide d'aiguilles courbes, dites « atraumatiques », serties sur un fil de mercylène 000 et faites selon le mode du surjet éversant continu. L'affrontement réalisé est parfait, comme nous l'ont montré de nombreux contrôles de la face endoluminale des anastomoses. Ces tuyaux en chlorure de vinyle sont, en outre, parfaitement transparents et incolores, ils permettent aisément la cinématographie des phénomènes hydrauliques dont ils sont le siège.

Le fluide que nous avons utilisé est un mélange d'eau et de 40 % de glycérine officinale pure. A 37°, température à laquelle a été maintenu le mélange pendant toute l'expérimentation, sa viscosité est de 4,5 centipoises. Rappelons que la viscosité moyenne du sang humain est de :

— 4,5 centipoises chez l'homme,

— 3,8 centipoises chez la femme.

Ce mélange est à peine plus dense que le sang.

Pour objectiver les veines liquides à l'intérieur de nos modèles, nous avons utilisé des embols colorés. Le colorant utilisé a été le mélange d'encre, d'eau et de glycérine légèrement plus visqueux que le liquide ambiant. Ces embols colorés sont injectés par la pompe principale dans le modèle à étudier par l'intermédiaire d'un fin cathéter souple en vinyle introduit dans le circuit par un ajutage étanche. L'injection du colorant a lieu en opposition de phase avec le courant principal. Ainsi introduits pendant la « diastole », les embols colorés restent individualisés et faciles à suivre lorsqu'ils sont transportés par l'impulsion systologique suivante, tant que le régime reste laminaire.

A l'avenir, nous pensons apporter une amélioration à cette méthode de visualisation des veines liquides. En effet, le colorant utilisé est, nous l'avons dit, à base d'encre, celle-ci au bout de quelque temps se dilue dans la totalité du fluide principal et le teinte désagréablement. Si bien que le contraste entre le fluide principal et le colorant diminue graduellement. La qualité des images photographiques en pâtit et leur interprétation en devient d'autant plus malaisée. Ceci nous a obligés à refaire entre chaque série de mesures un mélange neuf, ce qui est coûteux, fastidieux et introduit des risques d'erreurs non négligeables sur la viscosité du fluide. L'idéal est donc de pouvoir rendre le mélange incolore au fur et à mesure de son utilisation sans pour autant en modifier la viscosité. Ceci est facile à réaliser en utilisant les propriétés des indicateurs colorés en milieu acide ou basique. L'indicateur de choix est la phtaléine du phénol incolore à un ph inférieur à 8,2 et qui se colore en rouge assez intense pour un ph plus élevé (9,8). Il suffit de la diluer dans une solution de soude assez fortement basique, additionnée de glycérine en quantité suffisante pour obtenir une viscosité supérieure à 4 centipoises (50 % de glycérine environ). Cette solution, injectée dans le liquide principal dont le ph est basique, demeure intensément colorée en rouge, et suffit à visualiser les phénomènes hydrauliques.

Pour décolorer le fluide dont le ph, par l'addition d'une goutte du mélange colorant, est devenu légèrement plus élevé, il suffit d'introduire dans le circuit, à la sortie du modèle, une goutte d'acide chlorhydrique en solution décinormale ou voisine. Ces minimes quantités additionnées à deux litres du fluide original ne sauraient grandement en modifier la viscosité.

Les modèles que nous avons étudiés sont de longueur modérée, 30 à 40 cm. Nous avons dû, pour pallier à la diminution de la « masse élastique » relative à ce raccourcissement des modèles, introduire dans le circuit expérimental, à la sortie de la pompe, un piège à pression. Ce dernier est simplement constitué par une boîte métallique ouverte à l'une de ses extrémités, et sur laquelle nous avons tendu une forte membrane élastique. La surface active de celle-là peut être aisément modifiée par l'adjonction ou le retrait de disques métalliques solidaires des parois de la boîte, et qui ont pour but de limiter vers le haut le débattement de la membrane élastique. Ce piège à pression est chargé d'emmagasiner de l'énergie pendant la systole et de la restituer pendant la diastole, en modifiant son volume, moyennant quoi la courbe des pressions obtenues est sinusoïdale. La pression différentielle et la pression moyenne ainsi obtenues sont bonnes.

La résistance périphérique est constituée par la circulation de retour qui se fait à travers un orifice de petit calibre et une tubulure à perfusion d'environ un mètre de longueur. Ce circuit étant mis en place, le modèle à étudier est placé horizontalement au même niveau que celui de la pompe, sur une boîte à lumière. Celle-ci fournit l'éclairage nécessaire à la cinématographie d'une part ; d'autre part, par le léger échauffement qu'elle produit, elle évite au fluide de se refroidir trop pendant son trajet hors du bain-marie.

La caméra que nous avons utilisée est de marque PAILLARD, de type H 16 mm réflexe, munie d'un téléobjectif 75 mm, chargée en film Kodachrome II, lumière artificielle (fig. 9).

2. - LES MÉTHODES DE TRAVAIL.

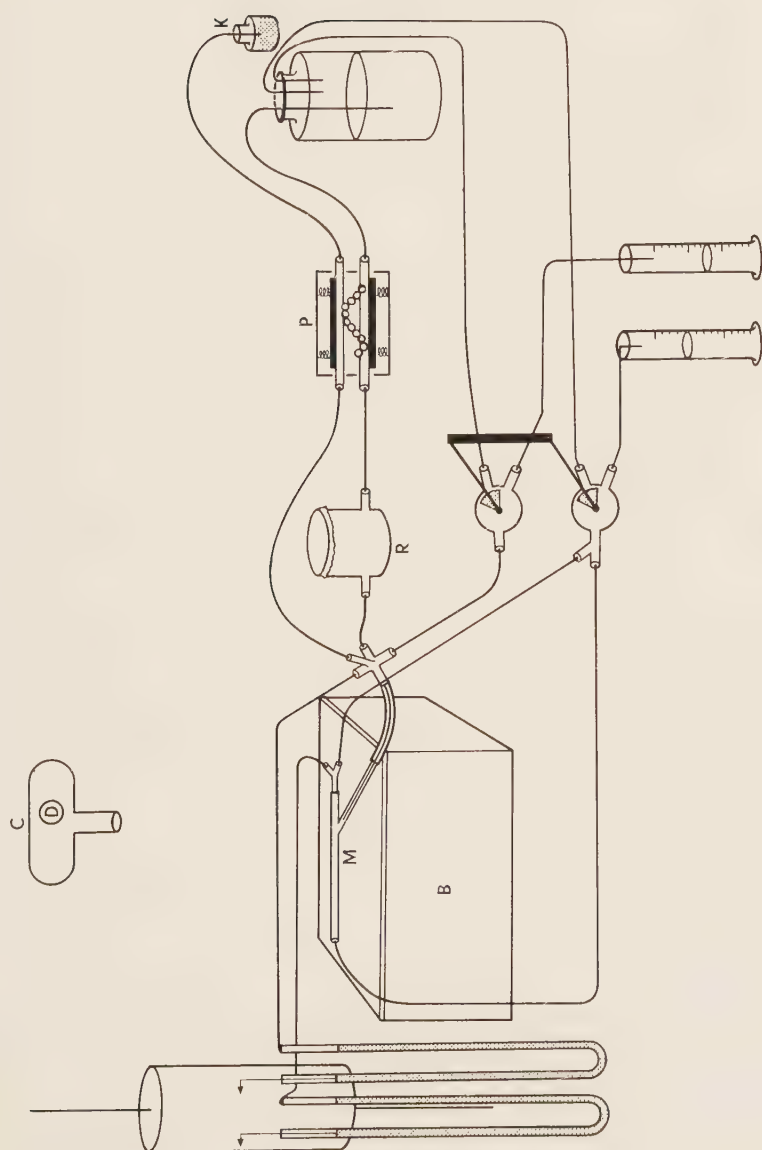
Dans ce chapitre nous devons étudier :

- le type des différents modèles étudiés,
- les mesures ou enregistrements effectués pour chacun d'eux.

A) *Les montages* que nous avons réalisés l'ont été à l'aide des tuyaux plastiques et des sutures déjà décrits. Nous rappelons, avant d'étudier ces montages, qu'une greffe peut réunir des segments artériels susjacent et sous-jacent de deux façons :

- soit en rétablissant directement le conduit en remplaçant le segment obstrué,
- soit en court-circuit par un by-pass, le segment artériel oblitéré laissé en place.

Schéma du montage que nous avons utilisé



- C. - caméra
- M. - modèle à étudier
- B. - toile à lumière
- R. - piège à pression
- K. - colorant
- P. - pompe

fig. 9

1) *Anastomoses termino-terminales* :

Elles sont faites pour réunir les deux extrémités d'un conduit. Lorsque les calibres de ces conduits sont identiques, l'anastomose termino-terminale est d'une confection aisée. Lorsque ces calibres sont différents, COCKETT a proposé un artifice anglioplastique qui consiste à fendre longitudinalement l'extrémité de chaque tuyau avant de les suturer. Notre expérimentation nous a montré que cet artifice ne donnait pas une véritable anastomose termino-terminale, mais une anastomose termino-latérale ou latéro-terminale déguisée.

Cependant, dans notre expérimentation nous avons utilisé deux types de ces montages :

- soit en termino-terminal vrai,
- soit en termino-terminal réalisé avec l'artifice de COCKETT.

2) *Anastomoses termino-latérales d'injection* réalisées lors des montages pour by-pass :

Nous appellerons le segment inférieur recevant le sang le *segment d'injection*. L'anastomose termino-latérale d'injection est celle qui relie la greffe apportant le flux central dans ce segment périphérique injecté.

Elles ont été réalisées en faisant varier trois facteurs :

- Rapport des calibres de l'artère greffée au greffon ;
- Angle d'implantation du greffon sur l'artère - 15°, 30°, 45° ;
- Excision ou non d'une languette de paroi de l'artère greffée.

Pour définir la grandeur de l'angle d'implantation, il suffit de tailler le biseau du segment à implanter, avant de confectionner l'anastomose, d'une certaine longueur en rapport avec son calibre (tableau 2) :

	15°	30°	45°
8	30	14	8
10	40	18	10
12	45	20	12
16	60	28	16

Notons que la longueur des biseaux varie légèrement selon que l'anastomose est construite simplement ou en excitant une languette pariétale.

Nous avons ainsi pour chaque rapport de calibre artère/greffon six montages différents :

- 3 avec excision de languette pariétale à 15°, 30°, 45° ;
- 3 sans excision de la paroi mais avec une simple fente et des angles d'implantation identiques.

Les rapports de calibre choisis ont été, comme le propose SZILAGYI, de

1/1 1/1,5 et 1/2

Ce qui fait, si l'artère greffée a le calibre 1, 18 montages différents.

3) *Anastomoses latéro-terminales de branchement ou d'implantation* :

Nous appellerons anastomoses latéro-terminales d'implantation celles réunissant l'artère amenant le flux central au greffon.

Les mêmes types de montage ont été réalisés :

a) Les uns semblables aux précédents. Ce sont ceux construits sans excision d'une languette pariétale. Dans ce cas, les montages sont strictement identiques aux montages d'injection, mais fonctionnent en sens inverse.

b) Les autres sont différents. Ce sont ceux dont les anastomoses comportent l'excision d'une languette pariétale. En effet, pour ce dernier type de montage, nous nous sommes toujours efforcé de donner à la bouche anastomotique une forme évasée en goutte d'eau, en excisant une portion pariétale ovoïde, l'extrémité la plus large devant toujours être dirigée vers le bas, tendant ainsi à donner à ces anastomoses un aspect anatomique.

Ce qui explique que ces montages comportant une excision pariétale ne sont pas réversibles.

B) *Les mesures* ont porté sur deux valeurs : débit et pression. Elles ont été comparatives entre elles et en série.

Comparatives entre elles, en ce sens que, pour le même montage, nous avons mesuré ces valeurs au-dessus et au-dessous de la bouche anastomotique.

Comparatives en série : pour juger de l'influence du mode d'anastomose sur ces valeurs, nous avons comparé les résul-

tats obtenus à l'intérieur d'un même type de montage en termino-latéral ou en termino-terminal .

La pression a été mesurée à l'aide de simples manomètres à mercure. Le système d'inscription utilisé a été le couple classique flotteur-plume sur papier noirci, à l'aide d'un Palmer dont la vitesse de rotation a été de 0,3 cm/seconde.

La mesure du débit d'écoulement a été faite :

a) d'une part, au-dessus de l'anastomose par une branche artérielle ; d'autre part, au-dessous de l'anastomose par le greffon lui-même et par une branche d'amont, par rapport à l'anastomose, dans le cas de greffon implanté en « injection » en termino-latéral ;

b) d'une part, par une branche artérielle d'amont par rapport à l'anastomose et au-dessous d'elle ; d'autre part, par le greffon lui-même au dessous de l'anastomose, dans le cas des greffons d'implantation en latéro-terminal. Ces mesures ont été ainsi multipliées pour tenir compte de la résistance offerte à l'écoulement par les anastomoses.

Nous devons ajouter que le calibre de ces différentes branches « artérielles » n'a jamais été modifié tout au long de l'expérimentation.

Ces mesures de débit ont été effectuées à l'aide d'éprouvettes graduées, mises en circuit par le truchement de deux robinets à trois voies ; ceux-ci étaient couplés pour que leur manœuvre soit parfaitement synchrone.

Les débits ont été mesurés sur 60 secondes, et nous avons fait pour chaque montage cinq mesures de débit. En éliminant les deux valeurs extrêmes et en calculant la moyenne des trois valeurs restantes, nous devons dire qu'avec une régularité constante nous obtenions cinq fois les mêmes valeurs, aux minimales différences de durée de mesure près.

Quant à l'*enregistrement cinématographique*, pour chaque modèle, lors des essais hydrauliques avec index colorés, nous avons tourné deux séquences. L'une à la vitesse normale de 24 images seconde. L'autre au ralenti, à 64 images/seconde, ce qui permet mieux, lors de la projection, d'analyser et de décomposer les phénomènes hydrauliques dont le modèle est le siège.

RESULTATS OBTENUS AVEC CES MONTAGES

I. — RÉSULTATS QUANTITATIFS

Résultats des anastomoses termino-latérales d'injection :

Dans un premier temps, nous nous sommes attaché à tester les montages fonctionnant en injection, c'est-à-dire ceux où au moyen de la pompe nous avons injecté dans une artère hôte, par l'intermédiaire de greffons de section variable et implantés de façon différente, un débit constant. Nous avons mesuré et comparé les débits recueillis, d'une part, au-dessus de l'anastomose, que nous appellerons débit supérieur, d'autre part au-dessous d'elle, que nous appellerons débit inférieur, par l'intermédiaire d'une branche collatérale et de la branche terminale, toutes les deux de section constante. En pensant que si un montage présentait un obstacle à l'écoulement du fait du calibre insuffisant du greffon ou du fait d'une anastomose sténosante, le débit sous-anastomotique diminuerait, alors que celui de la collatérale sus-anastomotique augmenterait. En outre, à ces mêmes niveaux nous avons enregistré les pressions pour déceler une perte de charge imputable à une résistance offerte à l'écoulement par une anastomose sténosante ou insuffisante.

Cette étude a été faite en faisant varier les trois facteurs suivants :

- calibre du greffon,
 - angle d'implantation du greffon,
 - excision d'une languette pariétale de l'artère hôte destinée à produire une bouche évasée et profilée.
- (Tableaux 3, 4, 5.)

Tableau 3
8/8 injection

TYPE DE L'ANAS- TOMOSE	FENTE SIMPLE		ÉVASÉE	
	débit supérieur	débit inférieur	débit supérieur	débit inférieur
45°	176	174	176	174
30°	175	175	176	174
15°	177	173	184	166

Tableau 4
12/8 injection

TYPE DE L'ANAS- TOMOSE	FENTE SIMPLE		EVASÉE	
	débit supérieur	débit inférieur	débit supérieur	débit inférieur
45°	177	173	176	174
30°	176	174	176	174
15°	179	171	175	175

Tableau 5
16/8 injection

TYPE DE L'ANAS- TOMOSE	FENTE SIMPLE	
	débit supérieur	débit inférieur
45°	177	173
30°	177	173
15°	176	174

Le débit inférieur et le débit supérieur ne se modifient pratiquement pas lorsque l'on fait varier les différents facteurs.

Le rendement de l'anastomose reste inchangé :

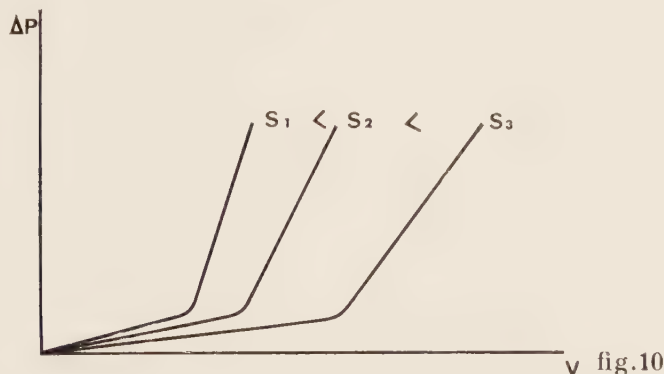
- que le greffon soit de calibre 1, 1,5 ou 2 par rapport à l'artère injectée,
- qu'il soit implanté à 15°, 30° ou 45°,
- que l'anastomose soit évasée ou non.

L'étude de ces tableaux montre qu'il est vain de chercher à augmenter le débit d'une artère en construisant une bouche large. En effet, il ne se produit pas plus de résistance à l'écoulement au niveau d'une anastomose construite à 45° à l'aide d'un greffon de 8 mm sans exciser de languette pariétale, qu'au niveau d'une autre construite à 15° à l'aide d'un greffon de 16 mm.

Pourtant, dans ces deux cas extrêmes, la section de la bouche anastomotique varie à peu près de 1 à 8.

Ceci paraît paradoxal, mais n'est vrai que pour un débit donné passant dans un tuyau de section donnée. C'est-à-dire pour une certaine vitesse assez minime, qui est celle habituellement trouvée dans les segments artériels humains.

Cette notion est, certes, difficile à accepter, lorsque l'on se souvient de la Loi de POISEUILLE, dont l'énoncé est : « La perte de charge par unité de longueur est proportionnelle à la vitesse d'écoulement et, inversement, proportionnelle au carré du rayon du tube ». Mais les hydrauliciens savent que cette perte de charge, en ce qui concerne les liquides non homogènes, si elle croît en fonction de la vitesse, ne croît pas de façon linéaire avec elle, mais comme le montrent les courbes de la fig. 10.



Aussi, pour les vitesses limitées qui sont celles qui nous intéressent, la perte de charge est-elle négligeable tant que le rétrécissement considéré n'est pas trop important.

L'expérience clinique montre qu'il faut, pour obtenir une diminution du débit et de la pression en aval d'un rétrécissement, que celui-ci soit très serré. En ce qui concerne les coartations de l'aorte en particulier, ce n'est que lorsque le calibre est ramené de 20 mm à 4 mm que le débit d'aval et la pression sont altérés.

La preuve expérimentale que nous apportons à cette assertion est la suivante :

Pour obtenir une chute du débit en aval d'une anastomose construite à l'aide d'un greffon de 8 mm implanté à 45° sur une artère de 8 mm, il faut clamper la bouche sur plus des 2/3 de sa longueur : étant donné les conditions de débit que nous avons maintenues, c'est-à-dire environ 175 ml/minute par le greffon.

En outre, ce paradoxe, en ce qui concerne les anastomoses, n'est qu'apparent. Une anastomose, si l'angle d'implantation d'un greffon est autre que 90°, ne peut être rétrécissante si elle est correctement construite.

Si nous considérons l'obtention d'un bon débit comme l'un des objectifs principaux à atteindre en construisant nos anastomoses d'injection, nous voyons que la plus grande latitude nous est laissée quant à leur mode de réalisation. Point n'est besoin de vouloir agrandir la bouche anastomotique démesurément. Il suffit qu'elle ne soit pas outrageusement sténosante. Nous choisirons donc le montage qui perturbera le moins les phénomènes hydrauliques normaux, et qui sera d'une réalisation technique facile.

Ce deuxième point implique, qu'à ce niveau au moins nous abandonnerons les anastomoses réalisées à l'aide de l'excision d'une languette pariétale. Signalons à ce propos que vouloir donner à une anastomose une forme en goutte d'eau par l'excision d'une telle languette pariétale ovoïde n'est qu'un vœu pieux. Ce type d'anastomose mis sous pression revêt aussitôt une forme ovale peu différente de celle prise par les anastomoses à fente simple. Seule la grandeur de la bouche est par là influencée.

D'autre part, le choix du calibre du greffon ne saura nous être dicté que par les nécessités de son alimentation au niveau de l'anastomose supérieure. Le choix de son angle d'implantation et, par là aussi, la largeur de la bouche anastomotique, sera dictée par les nécessités hydrauliques.

Des variations de pression nous n'avons rien à dire : nous n'avons pas décelé de différence entre les pressions d'amont et d'aval au cours des tests des différents montages.

Résultats des anastomoses latéro-terminales d'implantation :

Si ces conditions de largeur de la bouche anastomotique, de section du greffon et de son angle d'implantation nous sont apparues, au point de vue débimétrique, peu importantes au niveau des anastomoses d'injection, il en est tout autrement au niveau des anastomoses d'implantation du greffon.

Rappelons comment nous avons effectué notre technique de mesure à ce niveau.

La section du tuyau figurant l'artère est restée constante : 8 mm. Cette artère a été alimentée par un débit de pompe de 350 ml/minute. A son extrémité distale était installée une fuite dont la section est restée constante, et par laquelle nous avons mesuré le débit dit supérieur. Latéralement, sur cette artère hôtesse ont été greffés des tubes dont la section

était de 8, 12 et 16 mm, selon des angles de 15°, 30° et 45°, par fente simple ou avec excision pariétale ovoïde pour les greffons de 8 et 12 mm. La longueur d'anastomose d'un greffon de 16 mm avec excision rendait aléatoire son exécution correcte, et nous l'avons abandonnée. A la suite du greffon était installée une fuite dont la section est restée constante et par où nous avons mesuré la pression et le débit dit inférieur.

Considérons les tableaux 6, 7 et 8, où sont exprimés les résultats débiométriques.

Tableau 6
8/8 implantation

TYPE DE L'ANAS- TOMOSE	FENTE SIMPLE		ÉVASÉE	
	débit	débit	débit	débit
	supérieur	inférieur	supérieur	inférieur
45°	101	247	95	255
30°	86	264	85	265
15°	75	275	70	289

Tableau 7
12/8 implantation

TYPE DE L'ANAS- TOMOSE	FENTE SIMPLE		ÉVASÉ	
	débit	débit	débit	débit
	supérieur	inférieur	supérieur	inférieur
45°	89	261	78	272
30°	71	279	67	283
15°	62	288	60	290

Tableau 8
16/8 implantation

TYPE DE L'ANAS- TOMOSE	FENTE SIMPLE	
	débit	débit
	supérieur	inférieur
45°	89	261
30°	78	272
15°	63	287

Nous nous apercevons alors de l'influence prépondérante de trois facteurs suivants :

- calibre des greffons,
- angle d'implantation,
- accessoirement, accroissement de la largeur de la bouche anastomotique par excision d'une languette pariétale.

Calibre du greffon :

Nous obtenons, en passant d'un greffon de 8 mm à un greffon de 12 mm, tous les deux implantés à 45° :

- un gain absolu de 14 ml/minute sur le débit total de la pompe de 350 ml/minute, ce qui peut sembler négligeable puisque seulement de 4 % ;
- mais le gain relatif est de 45 %, puisque dans le premier cas le débit inférieur est de 247 % du débit supérieur alors que dans le second cas il en est de 292 %.

Pour des greffons de calibre comparable de 8 et 12 mm montés à 30° :

- le gain absolu est de 4,29 %,
- le gain relatif de 87 %,

obtenus à l'aide de greffons de 12 mm.

A 15° :

- le gain absolu est de 3,71 %,
- le gain relatif de 98 %,

par un greffon de 12 mm monté à 15° par rapport à un greffon de 8 mm implanté selon le même angle.

Par contre, en passant à un tuyau de 16 mm de section, on n'obtient aucun gain appréciable par rapport à un autre de 12 mm.

Signalons à ce sujet quelle est l'importance d'exprimer ces gains non seulement en fonction d'un débit de référence qui décroît en même temps que le débit étudié croît, mais aussi en fonction du débit total.

Il en ressort néanmoins nettement que le fait d'utiliser un greffon de section accrue dans la proportion de 1,5 par rapport à l'artère hôte améliore le débit absolu de ce greffon dans une proportion modeste mais non négligeable. Au-delà de cette limite, l'accroissement de la section du greffon ne nous paraît pas souhaitable dans la mesure où il n'accroît pas le débit.

Angle d'implantation :

a) En ce qui concerne les greffons de 8 mm, nous obtenons un gain :

- absolu de 5,14 % sur le débit total,
- relatif de 59 %

en réduisant l'angle d'implantation de 45° à 30° ;

- un gain absolu de 3,14 %,
- un gain relatif de 60 %,

en réduisant cet angle de 30° à 45°.

En réduisant l'angle d'implantation de ces greffons de 8 mm de 45° à 15° :

- le gain absolu est de 8 % environ,
- le gain relatif de 119 %.

b) En ce qui concerne les greffons de 12 mm nous avons obtenu un gain :

- absolu de 5,14 % du débit total,
- relatif de 100 %

en réduisant l'angle d'implantation de 45° à 30° ;

- un gain absolu de 2,6 %,
- un gain relatif de 71 %

en réduisant l'angle de 30° à 15°.

En passant de 45° à 15°, à l'aide des greffons de 12 mm :

- le gain absolu est de 8 % environ,
- le gain relatif de 171 %.

Excision d'une languette pariétale :

Là, les différences sont plus minimales. On a cependant l'impression qu'il est possible d'obtenir une légère amélioration du débit par ce procédé.

Le gain absolu est de 5 à 10 ml/minute sur un débit total de 350 ml/minute, soit de 1,4 % à 2,8 % en ce qui concerne les greffons de 8 mm,

soit un gain relatif de 20 % à 36 % environ.

Le gain absolu est plus minime en ce qui concerne les greffons de 12 mm et devient presque négligeable pour les montages qui assurent les plus gros débits, à 15° par exemple, pour lesquels le gain relatif était déjà de 171 % par rapport aux montages à 45°.

Néanmoins, il apparaît des différences considérables de débit selon que l'on choisit un bon ou un mauvais montage.

Le calcul fait apparaître :

- un gain absolu de 12,2 %,
- un gain relatif de 217 %

entre un greffon de 8 mm implanté à 45 %, sans excision pariétale, et un greffon de 12 mm implanté à 15°, avec excision pariétale.

Ce gain absolu de 12,2 % sur le débit total, qu'un greffon adapté et convenablement implanté permet d'obtenir par rapport à un greffon de calibre inadéquat mal implanté, ne doit pas paraître négligeable. Ce peut être l'un des facteurs suffisant à assurer le succès d'une greffe artérielle. Mais que ce greffon permette d'obtenir un gain relatif de 217 % par rapport au flux résiduel entraîne des conséquences autrement plus considérables sur la conduite thérapeutique à tenir. Nous reviendrons sur ce point au chapitre des conclusions.

Quant à savoir si ces améliorations du débit sont dues à l'angle d'implantation lui-même ou à l'élargissement de la bouche anastomotique qu'implique une implantation à angle aigu, il semble que ce problème puisse trouver sa solution par l'étude des phénomènes hydrauliques dont ces anastomoses sont le siège.

On ne peut cependant dès maintenant s'empêcher de remarquer que le gain obtenu par l'élargissement de la bouche en excisant une languette pariétale s'amenuise au fur et à mesure que la bouche d'anastomose s'élargit par l'augmentation du calibre du greffon et son implantation à angle aigu.

Au niveau de ces anastomoses d'implantation, l'étude des pressions ne nous a pas non plus apporté de renseignements valables. Les variations de la pression ont été inconstantes et peu fidèles.

II. — RÉSULTATS QUALITATIFS

ANALYSE CINÉMATOGRAPHIQUE DES PHÉNOMÈNES HYDRAULIQUES

A) REMARQUES PRÉLIMINAIRES

1° *Rappel de la méthode :*

Nous avons étudié, au moyen d'enregistrements cinématographiques, le devenir d'index colorés injectés en amont des anastomoses. Ces index colorés, constitués d'un mélange légèrement plus visqueux que le fluide principal, ont été injectés par la pompe pendant la diastole, et à la pression diastolique pour qu'ils n'aient pas de vitesse propre.

Deux vitesses d'enregistrement ont été utilisées :

- la vitesse normale de 24 images/seconde, qui reconstitue une vue d'ensemble des phénomènes hydrauliques dont l'anastomose est le siège ;
- la vitesse ralentie de 64 images/seconde, qui permet une analyse plus fine de ces phénomènes. Et, lors de leur projection, nous avons eu recours à l'étude des films, vue par vue, toutes les fois que ce procédé nous aidait à mieux fouiller l'analyse des images.

2° *Avant d'étudier cette analyse :*

Il est nécessaire de faire la remarque suivante :

Avec les débits que nous avons utilisé, nous avons toujours obtenu, même dans les tuyaux de section la plus faible, soit 8 mm, un régime laminaire lorsque l'écoulement n'était gêné par aucun obstacle. Des turbulences se manifestaient, par contre, aussitôt qu'un obstacle quelconque était opposé à l'écoulement du fluide.

3° *D'après notre étude hydraulique théorique :*

Nous pouvons conclure que nous étions près de la vitesse critique. Donc, dans des conditions expérimentales parfaitement valables pour obtenir des résultats hydrauliques de bonne qualité.

4° *Cette analyse des phénomènes hydrauliques :*

A eu lieu au niveau des anastomoses d'injection et au niveau des anastomoses d'implantation.

Nous nous sommes attaché à détecter à ces deux niveaux par nos films :

- les tourbillons.
- les zones de ralentissement circulatoire et de stagnation.

a) *Les tourbillons :*

— Les uns surviennent en aval de certaines anastomoses et ils siègent en pleine lumière artérielle.

Nous les désignerons du « TYPE A ».

Ils sont très mobiles. Ils sont entraînés par les impulsions systoliques. Ils disparaissent progressivement en s'éloignant de l'obstacle qui a déterminé leur apparition, montrant ainsi que le courant redevient laminaire.

Comme la veine liquidienne à laquelle ils appartiennent, ils ont une progression discontinue et marquent un léger mouvement de recul diastolique. Siégeant en plein courant, leur vitesse résultante est néanmoins très positive.

Ils semblent donc être peu générateurs de thrombose, ils ne sont en effet que la manifestation très temporaire d'un courant laminaire perturbé.

— Il en est tout autrement des tourbillons du « TYPE B ». Les tourbillons du TYPE B sont plus petits ; ils restent collés aux parois ; ils sont peu influencés par les variations de la pression ou par les impulsions systoliques du courant.

Ils sont la manifestation d'un obstacle dans une zone à circulation ralentie.

Ils peuvent être tenus pour être, dans ces conditions, générateurs de thrombose.

b) *Les zones à circulation ralentie ou de stagnation :*

Elles se manifestent par une accumulation du colorant marquant les embols ou par un ralentissement dans la progression des index colorés.

Ce ralentissement circulatoire est manifeste au niveau des tuyaux de gros calibre.

Les zones de stagnation apparaissent dans certaines zones juxta-anastomotiques.

5° *Ces phénomènes ont été étudiés :*

En faisant varier :

- a) le calibre des greffons,
- b) leur angle d'implantation,
- c) la largeur des bouches d'anastomose.

B) AU NIVEAU DES ANASTOMOSES TERMINO-LATÉRALES D'INJECTION

Il est nécessaire de reprendre les éléments de notre montage. Le greffon s'implante en termino-latéral sur l'artère à injecter, son calibre est resté fixe de 8 mm. Celle-ci a en général, au-dessus de l'anastomose, un segment perméable.

Le segment artériel en amont de l'anastomose G.A. sera désigné par la lettre P.

Le segment artériel en aval de l'anastomose G.A. sera désigné par la lettre I.

L'éperon formé par l'anastomose entre le greffon et l'artère sera désigné par la lettre E (fig. 11).

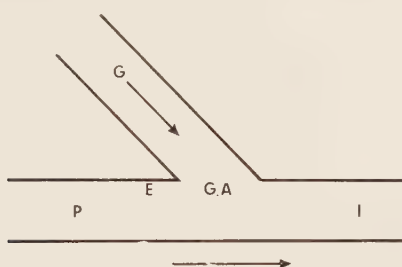


fig. 11

I. — ANASTOMOSES CONSTRUITES EN 8 MM/8 MM

1° Anastomoses à 15° :

Il existe des tourbillons du type A en petit nombre. Mais ces tourbillons se produisent en regard de la bouche anastomotique G.A. et lors du recul diastolique de la veine liquidienne, ils tendent à obstruer la lumière anastomotique formant un véritable bouchon temporaire.

Il existe beaucoup de tourbillons du type B qui siègent près de l'éperon E. Les dimensions de la zone de stagnation du fluide à ce niveau semblent importantes.

La circulation est ralentie dans toute la zone P.

2° Anastomoses à 45° :

Les tourbillons de type A sont plus nombreux que dans l'anastomose précédente. Mais ils siègent plus bas dans la lumière artérielle du segment I. Ils ont moins tendance à remonter, au moment de la diastole, obstruer la lumière de l'anastomose G.A. et à réaliser ce bouchon temporaire.

Les tourbillons du type B, qui se forment également dans

le segment artériel d'amont P et au niveau de l'éperon E, sont moins nombreux.

D'autre part, la lumière du segment P semble être mieux balayée par le flux systolique, les dimensions de la zone de stagnation devenant très petites ou nulles.

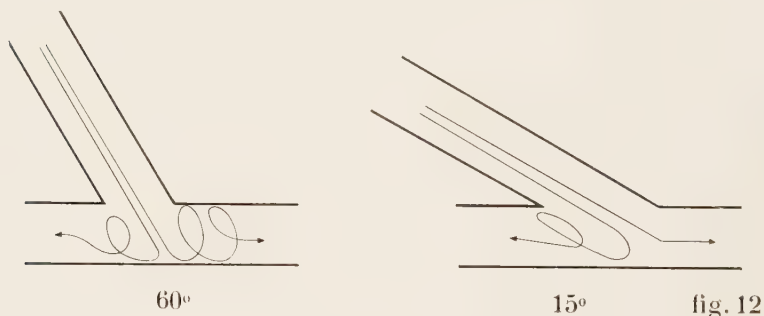
3° Anastomoses à 30° :

Il s'y crée un état intermédiaire entre celui du montage à 15° et celui du montage à 45°.

4° Au niveau d'une anastomose caricaturale construite à 60° :

La répartition des phénomènes tourbillonnaires que l'on trouvait dans celle à 45° est encore plus nette. On assiste à un jet puissant de la veine liquidienne issue du greffon sur la paroi artérielle en regard de la zone G.A. De là partent des courants en spirales dont le sens de rotation est inverse, se dirigeant d'une part vers le segment P, d'autre part vers le segment I.

Nous avons l'impression d'un changement dans le régime circulaire que nous pouvons schématiser ainsi, car la description comparative en est difficile (fig. 12).



II. — CELLES CONSTRUITES EN 12 MM/8 MM

1° Anastomoses à 15° :

Les tourbillons du type A ont disparu et, dans le segment artériel I, libre de toute turbulence, règne un régime d'écoulement laminaire.

Les tourbillons du type B se retrouvent au niveau de la zone de l'éperon E et du segment artériel P.

Dans ce dernier segment il existe encore une zone de stagnation et le courant y est ralenti.

2° *Anastomoses* à 30° :

Les tourbillons du type A n'ont pas réapparus.

Les tourbillons du type B ont diminué d'intensité.

Les dimensions de la zone de stagnation en regard de la région E ont diminué.

3° *Anastomoses* à 45° :

Il n'existe pas de tourbillons de type A.

Il n'existe plus de tourbillons du type B.

III. — CELLES CONSTRUITES EN 16 MM/8 MM

Quel que soit l'angle d'implantation du greffon, il n'existe plus de phénomènes tourbillonnaires, et le courant reste laminaire même au niveau des anastomoses. Mais la vitesse circulatoire au niveau du greffon est très diminuée : les embols colorés se suivent très rapprochés.

La vitesse est donc très au-dessous du niveau critique.

(Voir photos 1 et 2 page suivante)

IV. — ANASTOMOSES ÉVASÉES

Nous avons l'impression que l'excision d'une languette pariétale au niveau des anastomoses construites en 8 mm/8 mm surtout, et accessoirement au niveau de celles construites en 12 mm/8 mm diminue, dans une certaine mesure, l'importance des phénomènes tourbillonnaires, mais sans que nous puissions analyser ce phénomène de façon formelle.

V. — CETTE ANALYSE

que nous venons de faire à partir des enregistrements cinématographiques nous permet de conclure :

1° que les anastomoses bâties à 45° engendrent moins de phénomènes tourbillonnaires que celles construites à 15°.

Notre expérimentation serait donc en contradiction avec les principes généraux de l'hydraulique ; ils admettent, en effet, que les coudes engendrent d'autant plus de turbulence qu'ils sont plus aigus. Cette contradiction n'est que superficielle.

Si nous considérons nos montages d'injection, nous voyons que le fluide y accomplit non pas une, mais deux courbes : l'une pour se rendre dans le segment d'aval I, l'autre pour

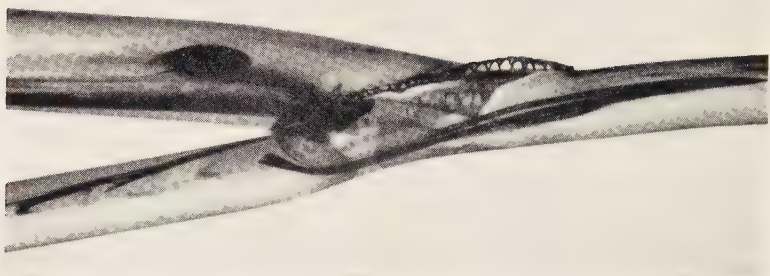


photo 1

Anastomose termino-latérale d'injection en 12 mm/8mm, 15°

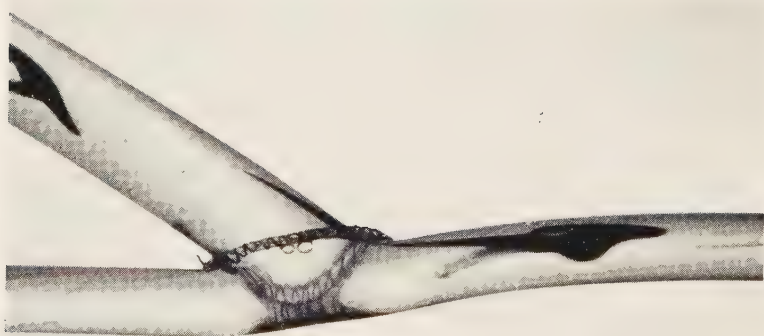


photo 2

Anastomose termino-latérale d'injection en 12 mm/8 mm, 45°

se rendre dans le segment d'amont P, qui comporte une collatérale de fuite à faible débit, comme l'exige la ressemblance avec la réalité clinique.

A la sortie du greffon, la veine liquide principale se divise en une première veine d'aval, la plus importante, et une seconde veine d'amont, plus minime. La première décrit une courbe dont l'angle est supplémentaire à l'angle de l'anastomose. La seconde, une courbe dont l'angle est égal à celui de l'anastomose. Plus l'anastomose sera construite à angle aigu, et plus cette seconde veine devra décrire un coude fermé. Ce qui permet d'expliquer, en fonction du régime des vitesses qui règnent au niveau des parois d'un coude, la formation de turbulences sur l'éperon, qui devient la paroi interne, là où les vitesses sont les plus élevées (fig. 13).

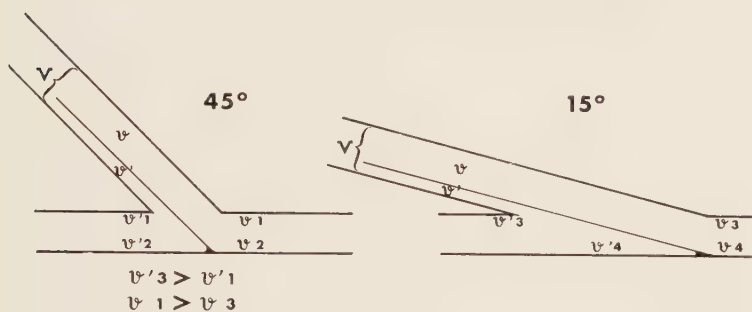


fig. 13

Ces tourbillons ainsi créés par l'implantation d'un greffon à angle aigu se trouvent dans une zone à faible débit.

Ils existent de façon plus ou moins importante. Ils existent toujours avec les montages en 8 mm/8 mm. Dans les montages en 12 mm/8 mm ils existent pour les anastomoses à 15°. Ils disparaissent complètement pour les anastomoses à 45°. Pour ce dernier montage, les tourbillons du type A qui pourraient se créer sont situés dans une zone à fort débit et ne sont pas dangereux.

Pour justifier notre point de vue, nous avons complété notre expérimentation :

- d'une part, nous nous sommes aperçu que de placer le greffon, implanté à 45°, le long de l'artère, ne modifiait en rien la répartition des phénomènes tourbillonnaires ;
- d'autre part, le clampage du segment artériel d'amont P au ras de l'anastomose fait disparaître tous les tourbillons du type A dans le segment d'aval I et

tous les tourbillons du type B si l'on prend soin de placer le clamp dans le prolongement du greffon pour éliminer tout cul-de-sac ;

2° qu'il existe moins de tourbillons dangereux lorsque le calibre du greffon est de une fois et demie celui de l'artère greffée ;

3° que l'implantation d'un greffon d'un calibre supérieur à cet ordre de grandeur entraîne un ralentissement circulaire intense au niveau du greffon.

C) AU NIVEAU DES ANASTOMOSES

LATÉRO-TERMINALES D'IMPLANTATION

Il est, là encore, nécessaire de reprendre les éléments de notre montage. Le greffon s'implante en latéro-terminal sur l'artère dont il dévient en partie le courant, le calibre de celle-ci est resté fixe de 8 mm. Celle-ci garde en général au-dessous de l'anastomose un segment préalable

Le segment du greffon en aval de l'anastomose G.A. sera appelé G.

Le segment artériel en aval de l'anastomose sera appelé P.
L'éperon de l'anastomose sera appelé E.

Le segment de la paroi du greffon opposé à la zone E sera appelé O (fig. 14).

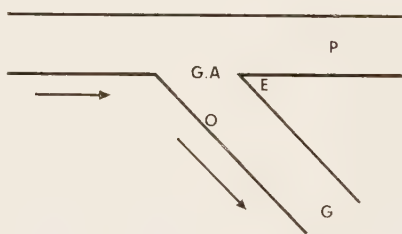


fig. 14

I. — ANASTOMOSES CONSTRUITES EN 8 MM/8 MM

Elles sont toutes le siège de turbulences intenses des deux types A et B.

1° Anastomoses construites à 45° :

— Pendant la systole

Le courant issu de l'artère vient buter sur la zone E.

De la zone E sont issues deux veines liquides :

- l'une, turbulente, de type A, qui se dirige vers le segment G en créant, au niveau O, une zone de tourbillons de type B ;
- l'autre, elle aussi turbulente, est de type A, qui se dirige vers le segment P, puis revient vers la zone G.A.
- *Pendant la diastole*

S'écoule au niveau de G.A. vers le segment G la veine liquidienne récurrente issue du segment P.

La zone de tourbillons du type B, qui siégeait au niveau O, remonte vers la partie supérieure de la zone G.A. et tend à obstruer la lumière artérielle.

Ainsi le courant liquidien de la systole suivante vient d'abord buter sur cette zone de tourbillons B, créant ainsi une multitude de tourbillons secondaires.

Puis la zone tourbillonnaire reprend sa place au niveau O. Ce niveau O est donc le siège d'une stagnation.

2° *Anastomoses construites à 15° :*

Le phénomènes hydrauliques sont similaires.

Mais la zone tourbillonnaire, de type B, qui siège au niveau O, est située plus bas dans le segment G. Si bien que, pendant la diastole, le mouvement de recul qui tend à la faire remonter vers G.A. ne l'amène jamais assez loin pour qu'elle obstrue la lumière artérielle. D'où la disparition de tourbillons secondaires au niveau du segment G.

II. — ANASTOMOSES CONSTRUITES EN 8 MM/12 MM

1° *Anastomoses construites à 45° :*

— *Pendant la systole*

La veine liquidienne issue de l'artère vient, là encore, buter sur l'éperon E. Une veine importante, tourbillonnaire, du type A, se dirige vers le segment G. L'autre veine, supérieure, se dirige vers le segment P, mais sans tendance à donner des veines récurrentes vers G.A. importantes.

Une zone tourbillonnaire, de type B, siège encore au niveau O.

— *Pendant la diastole*

Cette zone tourbillonnaire, issue du niveau O, vient encore obstruer la zone G.A. et la lumière artérielle en partie, déterminant l'apparition de tourbillons secondaires au début de la systole suivante et qui envahissent G et P.

On ne voit plus de veine récurrente issue du segment P, aussi importante, emprunter la zone G.A. pour gagner le segment G.

2° Anastomoses construites à 15° :

La veine diastolique récurrente de P vers G.A. et le segment G disparaît.

La zone de tourbillons du type B, siégeant au niveau O, reste de mêmes dimensions, mais elle siège plus bas dans le segment P et son recul diastolique n'entraîne l'apparition d'aucun phénomène tourbillonnaire secondaire.

Le segment G est le siège de quelques tourbillons A, mobiles, et qui disparaissent vers l'aval.

3° Au niveau des anastomoses à 30° :

est créé un état intermédiaire (fig. 15).

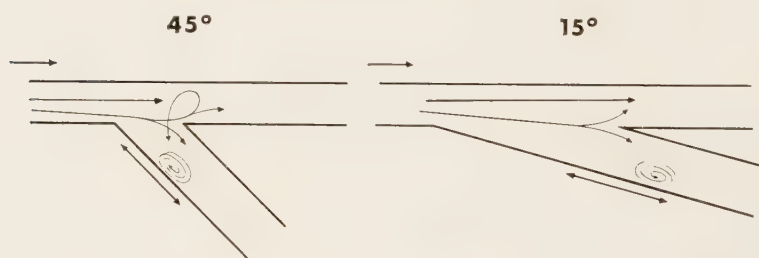


fig. 15

III. — ANASTOMOSES CONSTRUITES EN 8 MM/16 MM

Quel que soit l'angle d'implantation, il existe encore la zone de tourbillons B au niveau O et des tourbillons de type A dans la partie initiale du segment G. Mais la circulation y est extrêmement ralentie, et les tourbillons perdent une grande partie de leur mobilité.

IV. — ANASTOMOSES ÉVASÉES

Elles diminuent, pour les montages en 8 mm/8 mm, l'importance de la veine diastolique récurrente issue de P, se dirigeant vers le segment G, en empruntant la zone G.A.

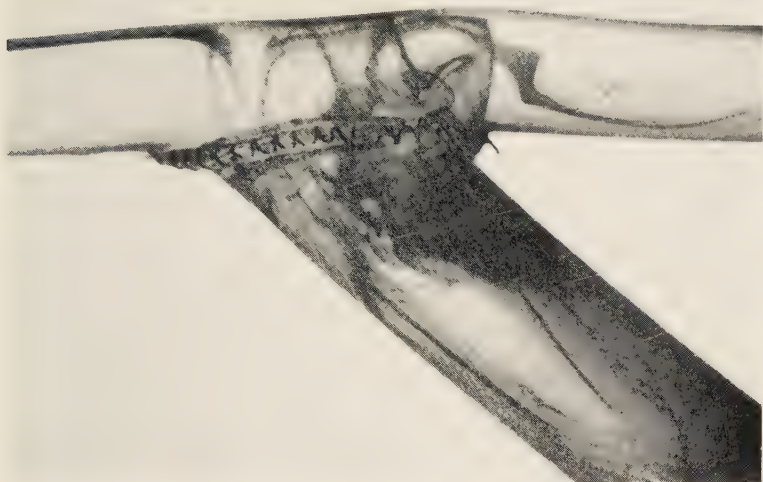


photo 3

Anastomose latéro-terminale d'implantation en 8 mm/12 mm
45°



photo 4

Anastomose latéro-terminale d'implantation en 8 mm/12 mm
15°

nous permet de conclure que :

1° Au niveau des anastomoses à 15° il se produit moins de phénomènes tourbillonnaires par disparition des tourbillons que nous avons appelés secondaires.

2° L'augmentation du calibre du greffon permet à celui-ci « d'avaler » tout le flux systolique pendant la systole et supprime ainsi les turbulences au niveau de P, produits par la récurrence diastolique des veines liquidiennes qui l'ont emprunté.

3° Que d'évaser les anastomoses leur donne un meilleur rendement hydraulique.

4° Quel que soit le montage utilisé, il existe sur la paroi du greffon, opposé à l'éperon anastomotique, une zone tourbillonnaire peu mobile. Celle-ci siège, il est vrai, au voisinage immédiat d'une zone à débit élevé.

C) ANASTOMOSES TERMINO-TERMINALES

Afin de compléter notre expérimentation, nous avons réalisé deux montages utilisant des anastomoses termino-terminales de deux types :

- simple,
- par le procédé de COCKETT.

1° Des mesures quantitatives ont été faites. La référence étant un tube de calibre identique à celui des tubes anastomosés.

Le débit ne s'est modifié avec aucun de ces deux montages

2° Les résultats qualitatifs sont les suivants :

- au niveau de l'anastomose termino-terminale simple, il n'existe aucune perturbation du courant qui reste laminaire ;
- la confection d'une anastomose termino-terminale, par l'artifice de COCKETT, apporte des modifications au courant.

Il se produit en effet de petites turbulences peu mobiles au niveau de la partie aval de la ligne de suture.

D'autre part, au niveau le plus périphérique de cette anastomose angioplastique se crée une zone où la vitesse de circulation est très diminuée.

Il semble donc indiqué de préférer les anastomoses termino-terminales simples toutes les fois que leur réalisation est techniquement possible et satisfaisante.

PRINCIPES EXPERIMENTAUX POUR LA REALISATION D'UN BY-PASS

I. — Les résultats quantitatifs et débimétriques de notre expérimentation nous permettent d'estimer que :

1° Le calibre d'un greffon doit être soigneusement choisi en fonction de l'amélioration du débit que l'on peut en attendre, le rapport idéal de la section du greffon à celle de l'artère devant l'alimenter doit être de une fois et demie. Pour ce rapport, le débit est optimum et le ralentissement circulatoire n'est pas trop important. Il est en effet admis que le ralentissement circulatoire est un des facteurs favorisant l'apparition de la thrombose.

2° L'implantation supérieure du greffon sur l'artère d'alimentation devra être faite à angle aussi aigu que possible et, accessoirement, en excisant une languette pariétale de l'artère, agrandissant ainsi le calibre de la bouche anastomotique et lui donnant une forme évasée.

3° L'angle d'implantation du greffon sur l'artère à injecter n'a aucune influence sur le débit.

II. — Les résultats qualitatifs et hydrauliques de notre expérimentation nous permettent de conclure que :

1° En ce qui concerne les anastomoses d'implantation

- il existe d'autant moins de turbulences que le greffon est implanté à angle aigu ;
- il existe moins de turbulences quand le greffon a un calibre égal à une fois et demie le calibre de l'artère l'alimentant ;
- il existe moins de turbulences quand la bouche anastomotique est évasée.

2° En ce qui concerne les anastomoses d'injection

- il existe moins ou pas de tourbillons dangereux quand le greffon est implanté selon un angle de 45° ;
- il existe moins ou pas de tourbillons dangereux quand le calibre du greffon est égal à une fois et demie le calibre de l'artère à injecter.

En somme, les résultats quantitatifs débimétriques sont corroborés par les résultats qualitatifs hydrauliques. C'est dans les principes de réalisation énoncés ci-dessus qu'un by-pass respecte le mieux les nécessités hydrauliques et perturbe le moins la laminarité du courant, qui est l'idéal vers lequel il faut tendre.

La réalisation de ce by-pass idéal n'est pas sans inconvénients sur la circulation dans le lit vasculaire sur lequel il est implanté. L'étude de nos tableaux nous montre qu'il existe une grande différence dans le débit d'aval de ce segment entre un bon montage et un mauvais montage, c'est-à-dire, quand un by-pass est construit selon les principes définis ci-dessus. Dans un tel cas, la chute de débit est de 11 % rapportée au débit total, de 62 % rapportée au débit initial.

On peut donc en conclure que l'implantation d'un by-pass unilatéral sur un système aorto-iliaque est dangereux. En effet, lorsqu'il existe des lésions athéromateuses du côté opposé, l'implantation de ce by-pass entraîne une telle chute du débit et un tel ralentissement circulatoire qu'on peut voir s'installer des thromboses complètes.

Ce résultat expérimental confirme l'enseignement clinique des résultats opératoires.

ETUDE CRITIQUE DE NOTRE TRAVAIL

Notre étude expérimentale ne nous apparaît pas sans critiques. Ces critiques sont dirigées vers les conditions expérimentales. Nous voudrions les passer en revue :

1° La pompe que nous avons utilisée est robuste et constante dans sa fréquence. Mais son débit est difficile et long à régler par le jeu des plaques de contre-pression et des réglages fréquents sont rendus nécessaires par l'usure des tuyaux de caoutchouc dont nous l'avons équipée. Elle risque donc d'apporter, si l'on n'y prend garde, des éléments d'inconstance dans les conditions expérimentales.

2° La courbe des pressions que nous avons obtenue est sinusoïdale et différente de la courbe physiologique. Le coup de béliet systolique n'a pas la même durée. Une pression idéale n'était pas réalisable avec les moyens dont nous disposions.

3° Les manomètres que nous avons utilisés sont à mercure. Ils sont d'une fidélité incomparable, mais leur sensibilité est trop faible et leur inertie trop grande pour rendre compte des faibles variations de pression.

4° Les tuyaux que nous avons utilisés sont peut-être trop parfaits au point de vue hydraulique. De plus, leur élasticité pouvait peut-être légèrement varier d'un échantillon à l'autre, sans qu'il soit possible de la contrôler de façon valable.

Malgré ces critiques, notre expérimentation nous semble parfaitement valable sur le plan de la mécanique hydraulique. Car nous sommes arrivé à une concordance des résultats quantitatifs et des résultats qualitatifs que nous avons pu objectiver, pour la première fois, par l'étude cinématographique de l'état du fluide.

Cette amélioration des conditions mécaniques doit permettre aux phénomènes biologiques de se manifester avec une acuité moins grande et ainsi d'éviter un certain nombre de thromboses et d'échecs.

IV. - CONCLUSIONS

Notre travail a eu pour but de réaliser une étude expérimentale des greffes artérielles implantées en by-pass.

— Nous rappelons tout d'abord les lois fondamentales indispensables de l'hydraulique :

— Pour établir ces conditions d'hydraulique pure, nous avons utilisé des tubes en matière plastique reproduisant les segments artériels et les greffons. Nous avons ainsi réalisé un modèle de système artériel où le débit était assuré par une pompe digitale, dont le maintien de la pression a été obtenu par l'adjonction de résistances périphériques. Cette pression était sinusoïdale et le débit du fluide, dont la viscosité était identique à celle du sang, était de 350 ml/mn.

Au-dessus et au-dessous de l'anastomose, ont été mesurées les pressions et les débits. L'étude des phénomènes qualitatifs, dont la région anastomotique était le siège, a été faite par cinématographie grâce à l'emploi d'un traceur coloré.

Dans ce modèle nous avons fait varier les calibres des tuyaux anastomosés, et nous avons fait varier l'angle d'implantation des anastomoses, que celles-ci fonctionnent en implantation ou en injection.

Pour chacune de ces variantes, nous avons étudié :

- les variations de débit,
- les variations de pression,
- le comportement du fluide traversant l'anastomose.

Nous avons obtenu des résultats :

- *quantitatifs*, montrant que, pour
- les anastomoses d'injection, le débit dans le segment artériel d'aval n'est influencé
 - ni par le calibre du greffon,
 - ni par son angle d'implantation,
 - ni par l'évasement de la bouche anastomotique ;
- les anastomoses d'implantation, le débit dans le greffon est optimum lorsque
 - le calibre du greffon est égal à une fois et demie

- celui de l'artère sur laquelle il est implanté,
- le greffon est implanté à angle aigu,
- la bouche anastomotique est évasée ;
- *qualitatifs*, montrant que, pour
- les anastomoses d'injection il existe peu ou pas de turbulences dangereuses si
 - le greffon est implanté à 45° ,
 - le calibre du greffon est égal à une fois et demie celui de l'artère injectée,
 - accessoirement, l'anastomose est évasée ;
- les anastomoses d'implantation : il existe beaucoup moins de tourbillons si
 - le greffon est implanté à angle aigu,
 - le calibre du greffon est égal à une fois et demie celui de l'artère sur laquelle il est implanté,
 - l'anastomose est évasée.

Ces résultats expérimentaux permettent de donner les caractéristiques suivantes à un by-pass pour qu'il fonctionne dans les meilleures conditions hydrauliques :

— Greffon, dont le calibre est égal à une fois et demie le calibre de l'artère d'alimentation, implanté sur celle-ci, à angle aigu, par une anastomose évasée, et implanté sur l'artère injectée selon un angle de 45° .

— Obturation du segment artériel injecté aval à l'anastomose s'il est borgne.

Mais ces conclusions, qui paraissent indispensables, sont purement hydrauliques et ne tiennent aucun compte des phénomènes biopathologiques.

Le 9 mai 1966.

Le Président,

L.-R. JACQUEMET.

Vu :

Le 9 mai 1966.

Le Doyen,

G. MEYNIEL.

Clermont-Ferrand, le 11 mai 1966.

Vu et permis d'imprimer - N° 32/66

Le Recteur,

E. LAPALUS.

BIBLIOGRAPHIE

- ADDA M. — Contribution à l'étude des greffes artérielles.
Thèse Paris, 1957.
- ARNULF G. — Chirurgie artérielle : techniques, indications, résultats. Masson et Cie, 1950.
- ATTINGER E. V. — Pulsatile blood flow : proceedings of the first international symposium on pulsatile blood flow. Avril 1963.
The Blakiston Division, Mc Graw - Hill Book Cie.
- BOUASSE H. — Jets, tubes et canaux. Delagrave, Paris, 1923.
- DAVILA J. C., TRONT R. G., SUNNER J. E. and GLOVER R. P. — A simple mechanical pulse duplicator for cinematography of cardiac valves in action. *Ann. Surg.*, 143, 544, 1956.
- DE BAKEY M. E. and Coll. — Endothelial lining of a human vascular prosthesis. *Cardiovascul. Cent. Bull.*, 3, Jul.-Sept. 1964.
- DE BAKEY M. E., CRAWFORD E. S. and COOLEY D. A. — Clinical use of synthetic arterial substitutes in 357 patients. *A.M.A. Arch. Surg.*, 76, 1958.
- DE TAKATS. — *Vascular Surgery*.
Philadelphia-London. W. B. Saunders & Co, 1959.
- FONTAINE et DUBOST. — Rapport à l'Association Française de Chirurgie, 1954
- HIVET. — Les greffes artérielles conservées dans le formol.
Thèse Paris, 1957.
- LERICHE R. — JABOULAY et la recherche expérimentale ; sutures et greffes vasculaires ; le shunt. *Lyon Chirurgical*, 51, janv. 1956.
- LINTON R. R. — Some practical considerations in the surgery of blood vessels grafts. *Surgery*, 38, 1955.
- LINTON R. R. and MENEDEZ C. V. — Arterial homografts ; a comparison of the results with end to end and end to side vascular anastomosis. *Ann. Surgery*, 142, Oct. 1955.
- NIGUIDULA F. N., JONES R. I. and DALES W. A. — La transmission du pouls à travers les greffes. *Surg. Gyn. Obst.*, 108, Jan. 1959.
- PHELAN J. T. — A new method of arterial grafts anastomosis. *Surgery*, 44, Dec. 1958.

- PHELAN J. T. — Mechanics of fluids flow to be considered in the construction of an artery graft anastomosis. *Angiology*, 9, Aug. 1958.
- PHILIPS C. E., DE WEESE J. A. and CAMPETI F. L. — Comparaison entre les greffons artériels périphériques. Observation expérimentale grâce à la cinéangiographie des modifications hémodynamiques. *Arch. Surg.*, 82, 1^{er} Jan. 1961.
- SCHENK W. G., COSGRIFF J. H., GRAY J. G. — Les altérations hémodynamiques dues aux greffes et aux prothèses vasculaires. *Surg. Gyn. Obst.*, Aug. 1956, 103, n° 2 ; - *Surg. Gyn. Obst.*, Sept. 1957.
- SZILAGYI D. E., WHITCOMB, WAIBEL, SCHENKER. — Hemodynamic factors material grafting : an experimental study of anastomotic types, graft size and graft surface characteristics. *Surgical Forum* ; clinical congress of the american college of surgeons. Palhidelphie, 1958, vol. n° 9.
- SZILAGYI D. E., WHITCOMB J. G., CHENKER W. and WAIBEL P. — The laws of fluid flow and arterial grafting. *Surgery*, Janv. 1960, 47, n° 1.
- STARKEY W. L., SIRAK H. D., COLLINS J. A. and HAGAN M. S. — The design and developpment of a cardiac simulator for the evaluation of heart valves prosthesis. *J. Thoracic and Cardiovascular Sur.*, 46, 207, 1963.
- TEMPLE L. J., SERAFIN R., CALVET N. G., DRABLE J. M. — Principes des fluides appliqués à la circulation humaine et en particulier aux tests des valvules. *Thorax*, vol. 19, n° 3, Mai 1964.
- TEXON M., Imparato A. M., et Lord J. W., — The hemodynamic concept of atherosclerosis, *A. M. A. arch. Surgery*, 1960 80 1,47-53.
- URSINUS K. — Clinical experiences with a new apparatus for the mesurement of the blood loss. *Thorax*, 12, n° 6. Fev. 1965.
- WAIBEL P., SZILAGYI E. D. — L'hémodynamique de la greffe vasculaire :
1° le rapport du diamètre du greffon et de l'artère ;
2° la surface interne de la greffe.
Langenbecks Arch. Klin. Chir., Nov. 1959, 293, n° 1.
- P. WERTHEIMER et J. SAUTOT — Pathologie vasculaire des membres. Masson et C°, 1958.
- WESALOWSKI S. A., SAUVAGE L. R., PINE R. S. and FRIER C. C. — Dynamics of blood flow in grafts disproportions and in normal blood vessels.

